

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(43) 国際公開日
2005 年 10 月 20 日 (20.10.2005)

PCT

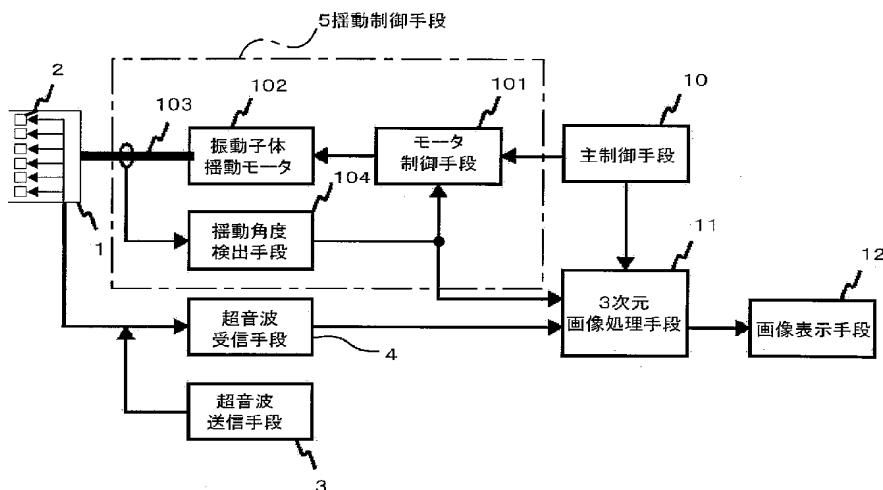
(10) 国際公開番号
WO 2005/096948 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 8/00 (72) 発明者; および
(21) 国際出願番号: PCT/JP2005/006941 (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 秋山 恒 (AKIYAMA, Hisashi). 藤井 清 (FUJII, Kiyoshi). 新谷 啓司 (SHINTANI, Keiji). 内川 智 (UCHIKAWA, Satoru). 近藤 誠 (KONDO, Makoto).
(22) 国際出願日: 2005 年 4 月 8 日 (08.04.2005)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ: 特願2004-114713 2004 年 4 月 8 日 (08.04.2004) JP (74) 代理人: 二瓶 正敬 (NIHEI, Masayuki); 〒1600022 東京都新宿区新宿 2-8-8 とみん新宿ビル 2 F Tokyo (JP).
(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 松下電器産業株式会社 (MATSUSHITA ELECTRIC INDUSTRIAL CO., LTD.) [JP/JP]; 〒5718501 大阪府門真市大字門真 1006 番地 Osaka (JP). (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ,

[続葉有]

(54) Title: ULTRASONOGRAPHIC EQUIPMENT

(54) 発明の名称: 超音波診断装置



- 3... ULTRASONIC TRANSMITTING MEANS
4... TRASONIC RECEIVING MEANS
5... OSCILLATION CONTROL MEANS
10... MAIN CONTROL MEANS
11... THREE-DIMENSIONAL IMAGE PROCESSING MEANS
12... IMAGE DISPLAY MEANS
101... MOTOR CONTROL MEANS
102... VIBRATOR OSCILLATING MOTOR
104... OSCILLATION ANGLE DETECTING MEANS

(57) Abstract: There is disclosed technique for configuring a three-dimensional image at a spatially more correct position even if an ultrasonic vibrator is not performing oscillatory scanning at a perfectly uniform angular speed. An oscillation angle detecting means (104) detects the oscillation angle of the ultrasonic vibrator (1), and a three-dimensional image processor (11) forms a three-dimensional image in accordance with the oscillation angle detected by the oscillation angle detecting means and image data outputted from an ultrasonic wave receiving means (4).

(57) 要約: 超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査していなくとも、空間的により正しい位置に3次元画像を構築する技術が開示され、その技術によれば揺動角度検出手段104は超音波振動子1の揺動角度を検出し、3次元画像処理手段11は揺動角度検出手段により検出された揺動角度、及び超音波受信手段4より出力される画像

データに基づいて3次元画像を形成する。



NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW.

OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR),

添付公開書類:

— 国際調査報告書

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

明 細 書

超音波診断装置

技術分野

[0001] 本発明は、生体内のエコーデータを3次元的に取得して仮想視点からの画像データに変換して表示する超音波診断装置に関する。

背景技術

[0002] 一般に、生体内の組織様態を3次元表示させることを目的とした超音波診断装置において、3次元エコーデータを取り込むための超音波探触子として、超音波ビームを走査するための超音波振動子体をビーム走査方向と交差する方向に機械的に揺動走査する構成が知られている(例えば下記の特許文献1参照)。図12はその走査状態を示した説明図である。図12において、超音波振動子体1は図示を省略したプローブ内において、被検体の表面に対して水平方向X(図12では凸状)に整列するように配置された複数の超音波振動子を含んで構成され、この超音波振動子体1は被検体の深度方向Yに超音波を送受信してX-Y平面を2次元走査するとともに、X-Y平面と直交する方向Zに揺動して揺動方向Zを走査する。

[0003] このような超音波探触子では、超音波ビーム走査(以下、主断面走査という)と揺動走査を同時に行うことで、時々刻々移動する両走査面の交線に相当する生体内組織からのエコーデータ、すなわち3次元空間のエコーデータ取得が可能になる。取得された3次元エコーデータは、仮想視点からの画像データに変換するような3次元画像の構築処理が施されて、平面内にあたかも奥行きがあるかのような表示方法をもって表示させたり、あるいは任意断面を表示させたりする。

[0004] ところで3次元画像構築にあたっては、各エコーデータの3次元空間内における方向成分が既知である必要がある。このような揺動走査を機械的に行う超音波探触子を用いた超音波診断装置では、超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角速度 W が図13Aに示すようなプロファイル21となるように、すなわち超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角度 θ が図13Bに示すようなプロファイル22となるように超音波振動子体を揺動制御するとともに、3次元画像構築に供されるエコーデータ

は揺動角速度 W が比較的一定($W=w1$)である期間 $t1\sim t2$ 中に取得されたものが使用される。前記に加え、主断面走査を一定時間間隔で行うことにより主断面走査面は平面、かつ各主断面は等角であるという見込みの下で3次元画像構築が行われる。

- [0005] また一般に、単位時間あたりの3次元エコーデータ取得レートを向上させる目的で、
 $w2 = (-1) \times w1$

となるように揺動制御を行った上で $W=w1$ の往路期間 $t1\sim t2$ と $W=w2$ の復路期間 $t4\sim t5$ の往復揺動期間でエコーデータを取得している。このとき図14に示すように、揺動走査往路56では主断面走査方向53として実線で示す主断面走査面51を形成し、揺動走査復路55でも同じ主断面走査方向53とすると、揺動復路では破線で示すような主断面走査面52が生成されて揺動往復で走査面角度の不一致が生じるので、揺動復路では往路の方向53と逆の方向を主断面走査方向54とすることで、揺動往復での走査面角度の不一致を緩和させる方法が提案されている(例えば下記の特許文献2参照)。

特許文献1:特開平3-184532号公報(第2図)

特許文献2:特開2001-70301号公報(図3)

- [0006] 近年では、超音波診断装置による3次元画像は、生体内組織の様態観測と共に、3次元画像とガイドラインをモニタリングしながらの穿刺、あるいは臓器、腫瘍、胎児などの距離・角度・面積・体積などの計測にも用いられるようになり、その有用性が高まっている。こういった医療の要請に対して、超音波診断装置が提供する3次元画像は従来にも増して高精度、すなわち空間的に正しい位置に画像が構築されることが不可欠となっている。

- [0007] しかしながら、上記従来の超音波診断装置では、超音波振動子体は3次元エコーデータを取得している期間は等角速度で揺動走査しているという前提の下、3次元画像を構築するために用いられる主断面走査面は平面であるという想定で3次元画像構築が行われている。一般にモータを用いた機械式揺動走査では、現在の揺動走査角度又は揺動走査角速度あるいはその両方から次なる時間のモータ印加電圧あるいは電流を決定する、いわゆるフィードバック制御が用いられるが、いかに高精度

なフィードバック制御を用いても揺動走査を完全な等角速度で行うことはできない。つまり実際に取得されるエコーデータの主断面走査面は完全な平面を形成するとは言えず、各主断面は、ある程度の曲面となっている。この結果、各主断面走査面は平面であるとの想定で構築された3次元画像は、曲面の程度に応じて歪む、ずれる、あるいは揺動往復に応じて画像が揺れるなどの問題を有しており、結果として術者の期待する方向とずれた方向に穿刺を行ったり、距離・角度・面積・体積などの計測誤差が大きいといったことを招くおそれがあった。

発明の開示

- [0008] 本発明は上記従来の問題を解決するためになされたもので、その目的は、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査していなくとも、空間的により正しい位置に3次元画像を構築することができる超音波診断装置を提供することにある。
- [0009] 本発明の他の目的は、超音波振動子体を揺動させて2次元画像から3次元画像を生成する際に、超音波振動子体の揺動方向の幾何学精度がより高い3次元画像を生成することができる超音波診断装置を提供することにある。
- [0010] 上記目的を達成するために本発明は、超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、
前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、
前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、
前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、
前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、
前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度、及び前記超音波受信手段から出力される画像データに基づいて3次元画像を形成する3次元画像処理手段と、
前記3次元画像を表示する画像表示手段とを、
有する構成としたものである。
この構成により、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも

取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えることができ、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することができる。

[0011] また、本発明は、超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、

前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、

前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、

前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、

前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、

前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報を前記超音波受信手段から出力される画像データに付加する揺動角度情報付加手段と、

前記揺動角度情報付加手段から出力される画像データ、及び前記付加された揺動角度情報に基づいて3次元画像を形成する3次元画像処理手段と、

前記3次元画像を表示する画像表示手段とを、

有する構成としたものである。

この構成により、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えることができ、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することができる。

[0012] また、本発明の超音波診断装置では、前記3次元画像処理手段が、前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報をスムージングした角度情報に基づいて3次元画像を形成することを特徴とする。

この構成により、前記揺動角度検出手段で得られる最小揺動角度の分解能以上の揺動角度情報を基に3次元画像処理を行うことができる。

[0013] また、本発明は、被検体の断層面を2次元走査するとともに、前記2次元走査を行う走査面と直交する方向に揺動駆動される超音波振動子体と、

前記超音波振動子体が前記2次元走査することにより得られた受信信号をフレーム

メモリに記録して2次元画像データを生成し、前記2次元画像データを読み出して出力する走査変換手段と、

前記超音波振動子体の揺動方向の位置情報を前記走査変換手段の処理時間分だけ遅延させる遅延手段と、

前記遅延手段により遅延された前記揺動方向の前記位置情報に基づいて、前記走査変換手段から順次出力される複数フレームの前記2次元画像データから3次元画像を生成する3次元画像処理手段とを、

有する構成とした。

この構成により、3次元画像処理手段に入力される複数フレームの2次元画像データの入力タイミングと超音波振動子体の揺動方向の位置情報が同期するので、超音波振動子体の揺動方向の幾何学精度がより高い3次元画像を生成することができる。

[0014] また、本発明は、被検体の断層面を2次元走査するとともに、前記2次元走査を行う走査面と直交する方向に揺動駆動される超音波振動子体と、

前記超音波振動子体が2次元走査することにより得られた受信信号をフレームメモリに記録して2次元画像データを生成するとともに、前記超音波振動子体の揺動方向の位置情報を前記フレームメモリに書き込み、前記2次元画像データ及び前記位置情報を読み出して出力する走査変換手段と、

前記走査変換手段から順次出力される複数フレームの2次元画像データ及び前記揺動方向の前記位置情報から3次元画像を生成する3次元画像処理手段とを、

有する構成とした。

この構成により、走査変換手段から順次出力される複数フレームの2次元画像データ及び揺動方向の位置情報から3次元画像を生成するので、超音波振動子体の揺動方向の幾何学精度がより高い3次元画像を生成することができる。

[0015] 本発明によれば、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えることができ、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することができる。

また、最小揺動角度分解能以上の揺動角度情報を基に3次元画像処理を行うことができる。

- [0016] また、本発明によれば、超音波振動子体を揺動させて2次元画像から3次元画像を生成する際に、超音波振動子体の揺動方向の幾何学精度がより高い3次元画像を生成することができる。

図面の簡単な説明

- [0017] [図1]本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図
[図2]図1中の揺動角度検出手段の一例を示す説明図
[図3A]機械走査方式の超音波振動子の実際の揺動角速度プロファイルを示す説明図
[図3B]機械走査方式の超音波振動子の実際の揺動角度プロファイルを示す説明図
[図4]本発明における補正前の主断面走査面の形状を示す説明図
[図5]本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態の構成を示すブロック図
[図6]図5における揺動角度情報付加手段の構成例及び角度情報付き画像データを示す説明図
[図7]本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態における角度情報のスムージング処理を示す説明図
[図8]本発明に係る超音波診断装置の第3の実施の形態における画像のスムージング処理を示す説明図
[図9]本発明に係る超音波診断装置の第4の実施の形態の構成を示すブロック図
[図10]本発明に係る超音波診断装置の第5の実施の形態の構成を示すブロック図
[図11]図10のフレームメモリ内の記録領域の書き込み情報を示す説明図
[図12]一般的な超音波振動子体の揺動状態を示した説明図
[図13A]超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角速度プロファイルを示す説明図
[図13B]超音波振動子体の時間に対する理想的な揺動角度プロファイルを示す説明図
[図14]従来の主断面走査面の形状を示す説明図

発明を実施するための最良の形態

[0018] <第1の実施の形態>

図1は本発明に係る超音波診断装置の第1の実施の形態の構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、生体内に超音波を送波し、かつ生体内組織からの超音波エコーを電気信号に変換する超音波振動子2がアレイ状に複数配列された超音波振動子体1を備えている。各超音波振動子2は超音波送信手段3から供給される送信パルスによって励振されるが、このとき超音波送信手段3は生体内の所定の深度に焦点を結ぶように、すなわち送信ビームが形成されるように、異なる位相の送信パルスを、超音波振動子体1に配置される一部又はすべての超音波振動子2に対して与えるように制御される。

[0019] このようにして生体に送波された超音波は、生体内の各組織から時々刻々エコーとして戻ってくる。超音波振動子体1の各超音波振動子2によって電気信号に変換された超音波エコーに対し、超音波受信手段4は所定の方向に受信ビームが形成されるように各超音波振動子2からの各受信信号に対して異なる遅延時間を与えた上で加算する。前述の送信ビームとこの受信ビームは、送受信で1つの音響走査線を形成する。超音波受信手段4はこの音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成し、さらに超音波エコーデータを可視化するために検波処理を施して画像データを出力する。このようにして次々と送受信に供される超音波振動子群を切り替えながら、あるいは送受信のビームの方向を変えながら異なる方向の音響走査線が形成されるように送受信が行われ、その結果、1つの主断面走査面が形成される。

[0020] さらにこの超音波診断装置には、モータ制御手段101、振動子体揺動モータ102、回転伝達手段103及び揺動角度検出手段104を含んで構成される揺動制御手段5を備えている。このうち、振動子体揺動モータ102は超音波振動子体1を前述の主断面走査面と交差する方向に揺動走査させるもので、回転伝達手段103が振動子体駆動モータ102の回転運動を超音波振動子体1に伝達する。振動子体駆動モータ102はモータ制御手段101によって揺動制御を受ける。なおモータ制御手段101に対する揺動角速度、揺動角度範囲などモータ制御に必要な情報は主制御手段10より受ける。主断面走査と揺動走査を同時に行うことで、超音波受信手段4は主断面走

査面と揺動走査面の交線に相当する超音波エコーデータを生成することができるようになるが、通常、両走査面は独立に走査されるわけではなく生体内の特定の3次元部位の超音波エコーデータを一様に取得できるように走査される。すなわち、揺動走査一回あたりの各主断面走査面間の角度は、ほぼ等角となるように主断面走査と揺動走査がなされる。

[0021] このため、モータ制御手段101は振動子体駆動モータ102につながる超音波振動子体1がいずれの揺動走査角度、あるいは角速度にあるかを常に監視しながら、3次元エコーデータ取得期間内では超音波振動子体1がほぼ等角速度で揺動するように制御を行う必要がある。このため、この超音波診断装置には、超音波振動子体1の揺動走査角度を得るために、振動子体駆動モータ102の回転運動を超音波振動子体1に伝達する回転伝達手段103に結合された揺動角度検出手段104を備えている。超音波振動子体1の揺動走査角度に相当する情報を得ることができる箇所であれば、揺動角度検出手段104の設置位置は、回転伝達手段103の振動子体駆動モータ102側、超音波振動子体1側あるいは両者の中間部のいずれであってもよい。

[0022] 揺動角度検出手段104の好適な実施方法は、回転伝達手段103にロータリエンコーダを取り付ける方法であり、その例を図2に示す。ロータリエンコーダは最低2種類で構成され、一方のZロータリエンコーダ65は、回転伝達手段103である振動子体駆動モータ102の回転軸60の特定の角度において一発のパルス(以下Zパルス)が出力できるように回転軸60にZパルスロータ61が取り付けられている。例えば磁気式エンコーダであればZパルスロータ61は一回転あたり一発のZパルスを発生するように着磁されており、Zパルスセンサ63はZパルスロータ61の着磁部分61aを検出してZパルスを出力する。

[0023] 同様に、他方のAロータリエンコーダ66は回転軸60の一回転あたり数百パルス(以下Aパルス:固定値)を発生するように等角に着磁(図の62a)されたAパルスロータ62とAパルスセンサ64を備える。以上は磁気式ロータリエンコーダの例であるが、光学式、機械式でも本発明の構成には差し支えない。各ロータリエンコーダ65、66からのAパルスとZパルスはエンコーダパルスカウンタ67に送出される。

[0024] エンコーダパルスカウンタ67は、Zロータリエンコーダ65からのZパルスによってリセ

ットされ、Aロータリエンコーダ66からのAパルスによってカウントアップ又はカウントダウンするもので、カウントの結果であるカウント値は振動子体駆動モータ102の回転軸角度、すなわち超音波振動子体1の揺動走査角度に相当する。このようにしてモータ制御手段101は揺動角度検出手段104のカウント値から現在の超音波振動子体1の揺動走査角度を知ることができるので、所定の次の揺動走査角度に超音波振動子体1を移動させるために振動子体駆動モータ102を制御する。なお揺動制御に現在の揺動走査角速度を加味する場合においては、揺動走査角度の時間差分をもって揺動走査角速度を得ることができる。

[0025] このようにして主断面走査と揺動走査を同時に走査することで取得された生体内の特定の3次元部位の超音波エコーの画像データは、3次元画像処理手段11へ送られる。3次元画像処理手段11では、得られた画像データから、画像表示手段12に生体内の特定の3次元部位の構造物を仮想視点から観測しながらあたかも奥行きがあるような表示がなされるように、あるいは3次元構造物を任意平面で切り取った断面表示などの3次元画像処理を行う。この3次元画像処理実施には、取得された各音響走査線の超音波エコーデータが3次元空間内のいずれの方向成分のものであるかが既知でなくてはならないが、本発明における3次元画像処理手段11は、主断面走査面における走査方向角度は超音波振動子体1を構成する超音波振動子2の配置および送受信ビームの方向から、また、揺動走査面の揺動角度は揺動角度検出手段104からの揺動角度情報によって取得する。

[0026] ところで一般に、揺動走査として機械走査方式を用いた3次元表示超音波診断装置では、モータ制御手段によって振動子体駆動モータ102をいかに高精度に制御しても、完全な揺動等角速度運動を行わせることはできず、ある時間Tにおける実際の振動子体揺動角速度W及びその結果である揺動角度 θ は、それぞれ図3A、3Bに示すようなプロファイル31、32となる。つまり比較的安定的に等角速度走査を行っているであろう往路期間T1～T2、復路期間T4～T5においても、時間に対する揺動角速度プロファイル31は角速度W1、W2付近である変動をもって運動しており、時間に対する揺動角度プロファイル32は同期間において直線とはならない。したがって、例えば時刻T1とT2の間の期間42(図4参照)で得られた実際の各主断面走査

面は、図4に示すような曲面の主断面走査面41の集合となる。

[0027] そこで、図1に示すような構成である本発明に係る超音波診断装置においては、たとえ超音波振動子体1の揺動走査が完全には等角速度で行われなくとも、すなわち各主断面走査面が平面でなくとも、揺動角度検出手段104によって各超音波エコーが取得された時点の実際の超音波振動子体1の揺動角度 θ を3次元画像処理手段11に通知することができるので、実際の揺動角度に基づく3次元画像構築が可能となり、結果として空間的に正しい位置に3次元画像を構築することが可能になる。

[0028] <第2の実施の形態>

次に本発明の第2の実施の形態について説明する。図5は本発明に係る超音波診断装置の第2の実施の形態の構成を示すブロック図である。上述の第1の実施の形態では、3次元画像処理手段11に超音波受信手段4からの画像データおよび揺動角度検出手段104からの揺動角度情報が入力されているが、本発明の趣旨からして3次元画像構築には音響走査線1本の画像データに対して1つの揺動角度情報が存在すれば足りる。すなわち画像データの単位時間あたりのデータ量に対して、揺動角度情報の単位時間あたりのデータ量は圧倒的に少ない。一方で通常は超音波受信手段4からの画像データは常に有効というわけではなく、超音波エコー取得に先立って各回路ブロックへのパラメータ設定時間などを確保するためのブランキング時間が生じる。すなわち、画像データ列は間歇的に3次元画像処理手段11に入力されることになる。

[0029] 本発明の第2の実施の形態は、3次元画像処理手段11の前段に、超音波受信手段4からの画像データと揺動角度検出手段104からの揺動角度情報とを選択する揺動角度情報付加手段6を設け、画像データのブランキング時間に揺動角度情報を付加したものを3次元画像処理手段11の入力とする。

[0030] 揺動角度情報付加手段6の構成例及びデータについて図6を用いて説明する。本実施の形態の揺動角度情報付加手段6では、画像データに揺動角度情報を付加する方法として、超音波受信手段4からの画像データと揺動角度検出手段104からの揺動角度情報を切り替えるスイッチ71を設けている。1本の音響走査線に相当する各画像データ列は、 V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} …のように間歇的にブランキング時間72を伴っ

て超音波受信手段4より揺動角度情報付加手段6に対して入力される。スイッチ71はブランキング時間72を画像データ列から判別するか又は外部より入力するかいずれかの方法で捕え、ブランキング時間72の一部(前側、後側あるいは前側から一定条件のところから)又は全部の時間では揺動角度情報 θ_j 、 θ_{j+1} …を、それ以外の時間では画像データ列 V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} …を選択するように制御する。したがって、スイッチ71の出力には、音響走査線画像データ列 V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} …のブランキング時間72に揺動角度情報 θ_j 、 θ_{j+1} …が付加された角度情報付き画像データ列が現れる。

[0031] このようにして3次元画像処理手段11には角度情報付き画像データ列が入力されるので、3次元画像処理においては各音響走査線の画像データ列 V_n 、 V_{n+1} 、 V_{n+2} …に対する揺動角度情報 θ_j 、 θ_{j+1} …を角度情報付き画像データ列の中から取得することができるようになる。この結果、実際の揺動走査角度 θ に基づく3次元画像構築が可能となり、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することが可能になるとともに、3次元画像処理手段11へのインタフェースの簡素化による回路物量低減、コスト低減が可能となる。

[0032] < 第3の実施の形態 >

次に本発明の第3の実施の形態について説明する。超音波振動子体1の実際の揺動走査角度 θ に相当する揺動角度情報は、揺動角度検出手段104によって得ることは上述したが、通常用いられるロータリエンコーダ方式に関してはAロータリエンコーダ66のAパルス発生単位に相当する超音波振動子体1の実際の揺動走査角度が揺動角度検出の最小分解能となる。ある主断面走査を時刻 $T(N) \sim T(N+17)$ にわたって行う例を図7に実線で示す。時刻 $T(N) \sim T(N+2)$ で取得した音響走査線の実際の揺動角度は θ_1 、 $T(N+3) \sim T(N+7)$ で取得した音響走査線の実際の揺動角度は θ_2 、以降 $T(N+17)$ まで続く。ここで $\Delta\theta = \theta_2 - \theta_1$ が揺動角度検出の最小分解能である。

[0033] 図8で実線で示すように、各時刻で取得された音響走査線の画像データおよび実際の揺動角度 $\theta_1 \sim \theta_4$ をそのまま用いて構築された主断面走査面91は、 $\Delta\theta$ の大きさに対応した階段状になるため、 $\Delta\theta$ は限りなく小さくすることが望ましい。このためにはAパルスロータ62の1回転あたりのパルス発生数を増加させたり、回転軸60に

対して別個のロータリエンコーダを追加するという方法が挙げられるが、実現のためのコストが上昇したり、物量が増大するという問題が発生する。

[0034] 本発明の第3の実施の形態の超音波診断装置を構成する3次元画像処理手段11は、各音響走査線に付加された超音波振動子体1の実際の揺動角度 $\theta 1$ 、 $\theta 2$ 、 $\theta 3$ ・・・をスムージングする機能を有し、図7で破線で示すような揺動角度スムージング結果81を用いて3次元画像を構築する。なおスムージングの方法については線形内挿法、スプライン補間法、ニュートン補間法などを適宜用いることができる。以上のように3次元画像処理手段11は得られた揺動角度スムージング結果81を各超音波エコーの揺動角度として改めて参照した上で3次元画像を構築できるので、図8に破線で示すようなスムージング後の主断面走査面92が構成でき、より自然な3次元画像が構築できる。

[0035] <第4の実施の形態>

図9は本発明に係る超音波診断装置の第4の実施の形態の構成を示すブロック図である。図9においては、第1の実施の形態を示す図1では図示を省略した送受信制御手段7を付加し、図1中の超音波受信手段4をその機能にしたがって超音波受信手段4aと受信信号処理手段4bとに分離して表し、さらに図1の3次元画像処理手段11に対応する3次元画像処理手段11Aの詳細を示したものである。3次元画像処理手段11Aは走査変換手段111、フレームメモリ112、遅延手段113及び3次元画像処理手段115を含んで構成されている。

[0036] 次に、第4の実施の形態の動作について説明する。図示省略の超音波プローブ内の超音波振動子体1は、送受信制御手段7の制御により超音波送信手段3から超音波信号を送信し、その反射信号を超音波受信手段4aが受信する。超音波受信手段4aは送受信制御手段7の制御により音響走査線に沿う超音波エコーデータを生成して受信信号処理手段4bに加える。受信信号処理手段4bは超音波エコーデータを可視化するために検波処理を施して画像データを出力する。この受信信号処理手段4bから出力された画像データは3次元画像処理手段11Aに送られる。

[0037] 3次元画像処理手段11Aに送られた画像データは走査変換手段(DSC)111に入力される。走査変換手段111は1フレームごとにエコーデータをフレームメモリ112に

記録してX-Y面の2次元画像を生成し、それを読み出して3次元画像処理手段115に加える。なお、このエコーデータはデジタル信号であり、超音波振動子体1が出力するアナログ信号をA/D変換するA/Dコンバータ(図示省略)により生成される。このA/Dコンバータは超音波振動子体1と走査変換手段111との間の任意の場所に設けることができる。

[0038] また、超音波振動子体1を収納する図示省略の超音波プローブ内には超音波振動子体1をZ方向に揺動するために、図1に示した振動子体駆動モータ102、揺動角度検出手段104が設けられており、これらが揺動制御手段5を構成している。揺動角度検出手段104は上述したように、ロータリエンコーダ65、66(図2参照)及其のパルスをカウントするエンコーダパルスカウンタ67を備え、現在の超音波振動子体1の揺動走査角度を示す揺動角度情報が遅延手段113に送られる。遅延手段113は送受信制御手段7の超音波送受信タイミングを基準として走査変換手段111の処理分だけ揺動角度情報を遅延させて3次元画像処理手段115に送る。3次元画像処理手段115は走査変換手段111からの複数フレームのX-Y面の2次元画像を、遅延手段113により遅延された揺動角度情報に基づいて3次元画像を生成して画像表示手段12に送る。

[0039] 上記の構成により、3次元画像処理手段115に入力される2次元画像のタイミングと、超音波振動子体1のZ方向の揺動角度が同期しているので、揺動方向の幾何学精度がより高い3次元画像を生成することができる。

[0040] <第5の実施の形態>

図10は本発明に係る超音波診断装置の第5の実施の形態の構成を示すブロック図であり、図11は図10のフレームメモリ内の記録領域の書き込み情報を示す説明図である。図10に示した構成要素のうち、第4の実施の形態を示す図9と同一の要素には同一の符号を付してその説明を省略する。この実施の形態は図9中の3次元画像処理手段11Aの代わりに3次元画像処理手段11Bを備えている点が異なっている。この3次元画像処理手段11Bは第2の実施の形態を示す図5中の揺動角度情報付加手段6と同一に構成された揺動角度情報付加手段114と、図9を用いて説明した走査変換手段(DSC)111と、フレームメモリ112と、3次元画像処理手段115とで構

成されている。

[0041] 次に、第5の実施の形態の動作について、第4の実施の形態と構成を異にする部分について説明する。揺動角度情報付加手段114は、第2の実施の形態で詳しく説明したように、受信信号処理手段4bからの画像データと、揺動制御手段5を構成する揺動角度検出手段104(図5参照)からの揺動角度情報とを受け取り、画像データのブランキング時間に揺動角度情報を付加したものを走査変換手段(DSC)111の入力とする。走査変換手段(DSC)111は図11に示すように、1フレームごとに受信データをフレームメモリ112内の記録領域112aに記録してX-Y面の2次元画像を生成するとともに、揺動角度検出手段104からの揺動角度情報として超音波振動子体1の各超音波振動子2の音響線の位置に対応する揺動角度情報を記録し、これを読み出して3次元画像処理手段115に出力する。

[0042] なお、揺動角度情報は図11のように超音波振動子体1の各超音波振動素子の音響線ごとに書き込んでもよいし、1フレームを代表する揺動角度だけを書き込んでもよい。例えば1フレーム内の先頭だけ、中央だけ、後端だけなどの角度のみでもよい。さらには、その代表値を同じフレーム内の角度情報の記録領域に同じ値として記録してもよい。

[0043] 3次元画像処理手段115は走査変換手段111からの複数フレームのX-Y面の2次元画像を揺動角度情報に基づいて3次元画像に展開し、3次元画像データを画像表示手段12に送る。この構成により、揺動方向の幾何学精度がより高い3次元画像を生成することができる。

産業上の利用可能性

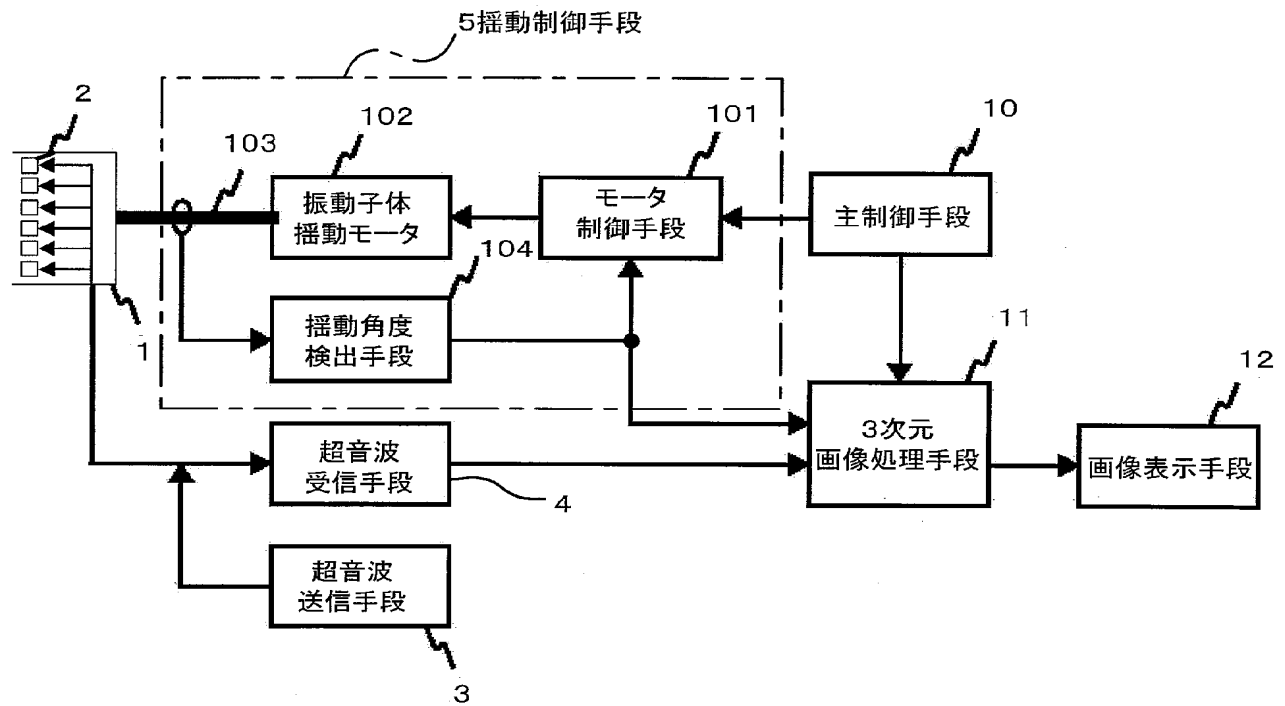
[0044] 以上のように本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子体が完全には等角速度で揺動走査されていなくとも取得された各超音波エコーに対応する実際の揺動走査角度を3次元画像処理手段に与えることができ、空間的に正しい位置に3次元画像を構築することができ、また、最小揺動角度分解能以上の揺動角度情報を基に3次元画像処理を行うことができる効果を有し、生体内のエコーデータを3次元的に取得して仮想視点からの画像データに変換して表示する超音波診断装置などに対して有用である。

請求の範囲

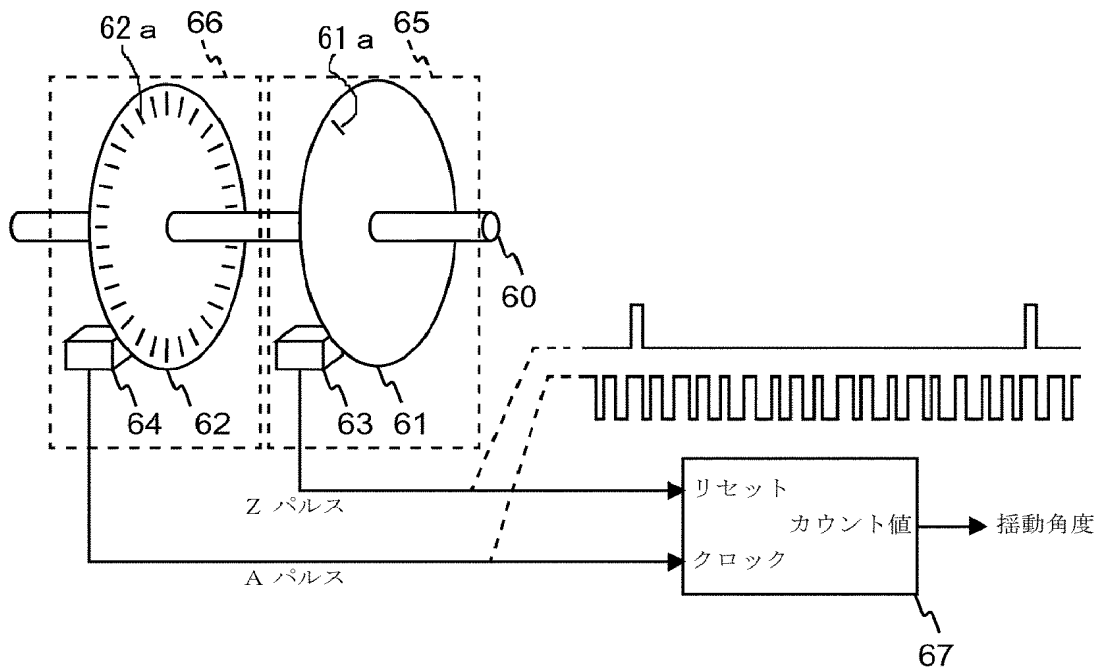
- [1] 超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、
- 前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、
- 前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、
- 前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、
- 前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、
- 前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度、及び前記超音波受信手段から出力される画像データに基づいて3次元画像を形成する3次元画像処理手段と、
- 前記3次元画像を表示する画像表示手段とを、
- 有する超音波診断装置。
- [2] 超音波ビームを走査するための超音波振動子がアレイ状に配置された超音波振動子体と、
- 前記超音波ビームの走査方向と交差する方向に前記超音波振動子体を揺動走査させる振動子体揺動モータと、
- 前記超音波振動子体の揺動角度を検出する揺動角度検出手段と、
- 前記超音波ビームを形成するように前記超音波振動子を励振する超音波送信手段と、
- 前記超音波振動子によって受波された超音波エコーから超音波ビームを形成して可視化画像データに変換する超音波受信手段と、
- 前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報を前記超音波受信手段から出力される画像データに付加する揺動角度情報付加手段と、
- 前記揺動角度情報付加手段から出力される画像データ、及び前記付加された揺動角度情報に基づいて3次元画像を形成する3次元画像処理手段と、
- 前記3次元画像を表示する画像表示手段とを、

- 有する超音波診断装置。
- [3] 前記3次元画像処理手段は、前記揺動角度検出手段により検出された揺動角度の情報をスムージングした角度情報に基づいて3次元画像を形成することを特徴とする請求項1又は2に記載の超音波診断装置。
- [4] 被検体の断層面を2次元走査するとともに、前記2次元走査を行う走査面と直交する方向に揺動駆動される超音波振動子体と、
- 前記超音波振動子体が前記2次元走査することにより得られた受信信号をフレームメモリに記録して2次元画像データを生成し、前記2次元画像データを読み出して出力する走査変換手段と、
- 前記超音波振動子体の揺動方向の位置情報を前記走査変換手段の処理時間分だけ遅延させる遅延手段と、
- 前記遅延手段により遅延された前記揺動方向の前記位置情報に基づいて、前記走査変換手段から順次出力される複数フレームの前記2次元画像データから3次元画像を生成する3次元画像処理手段とを、
- 有する超音波診断装置。
- [5] 被検体の断層面を2次元走査するとともに、前記2次元走査を行う走査面と直交する方向に揺動駆動される超音波振動子体と、
- 前記超音波振動子体が2次元走査することにより得られた受信信号をフレームメモリに記録して2次元画像データを生成するとともに、前記超音波振動子体の揺動方向の位置情報を前記フレームメモリに書き込み、前記2次元画像データ及び前記位置情報を読み出して出力する走査変換手段と、
- 前記走査変換手段から順次出力される複数フレームの2次元画像データ及び前記揺動方向の前記位置情報から3次元画像を生成する3次元画像処理手段とを、
- 有する超音波診断装置。

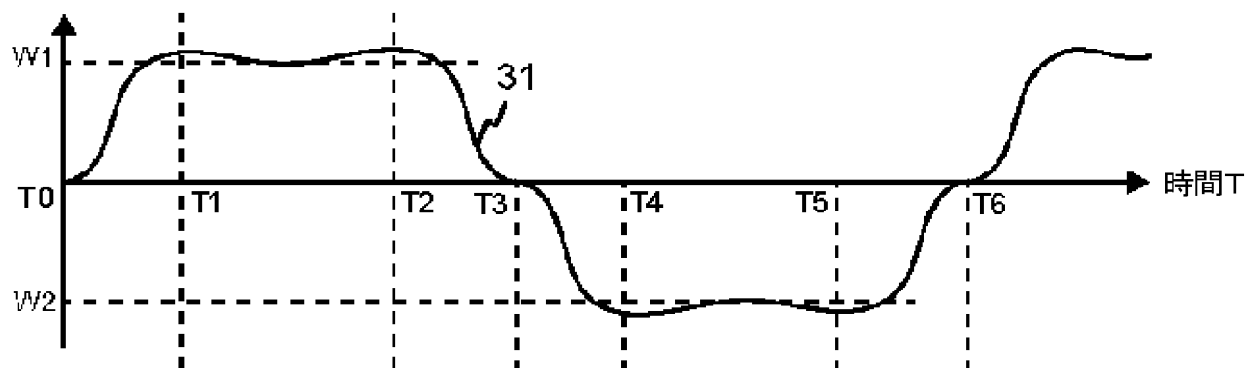
[図1]



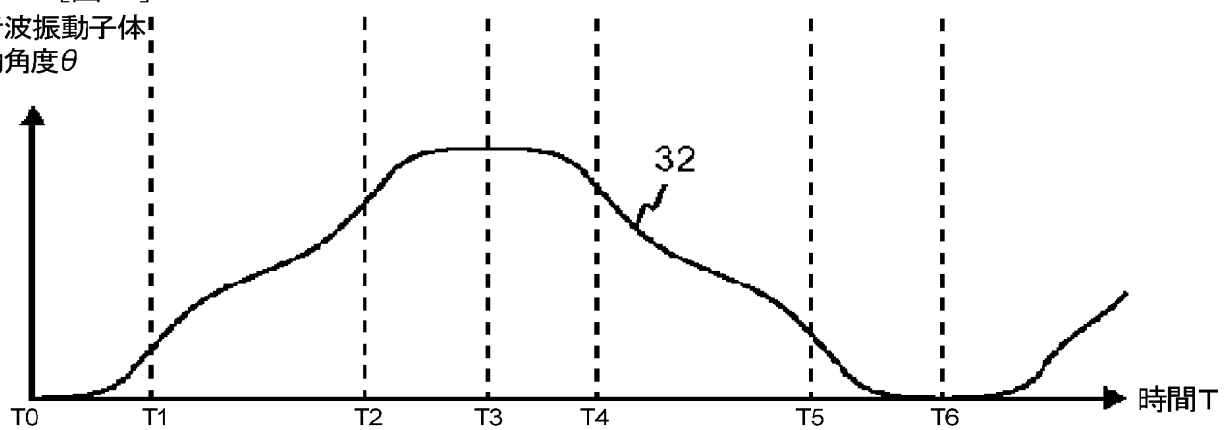
[図2]



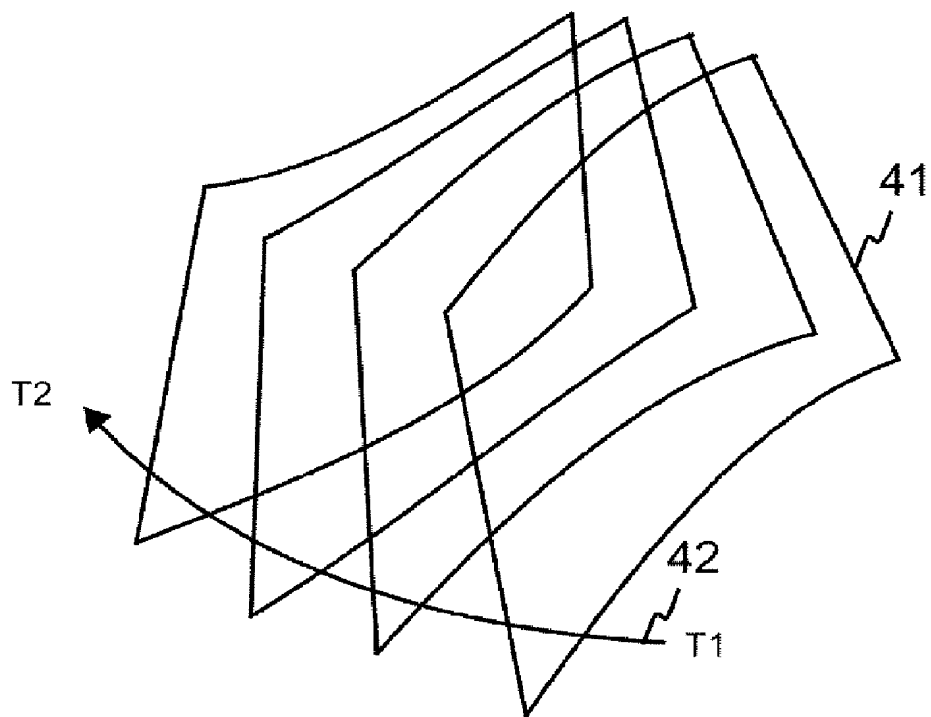
[図3A]

超音波振動子体
揺動角速度 W 

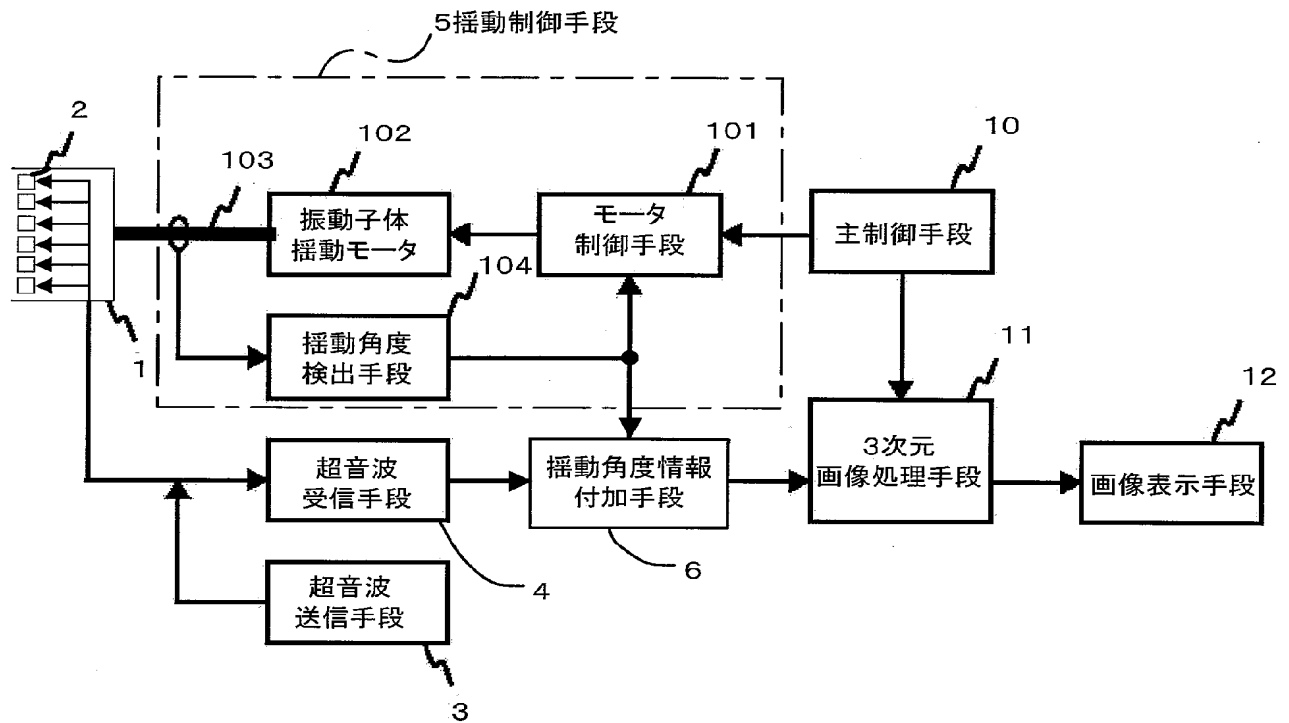
[図3B]

超音波振動子体
揺動角度 θ 

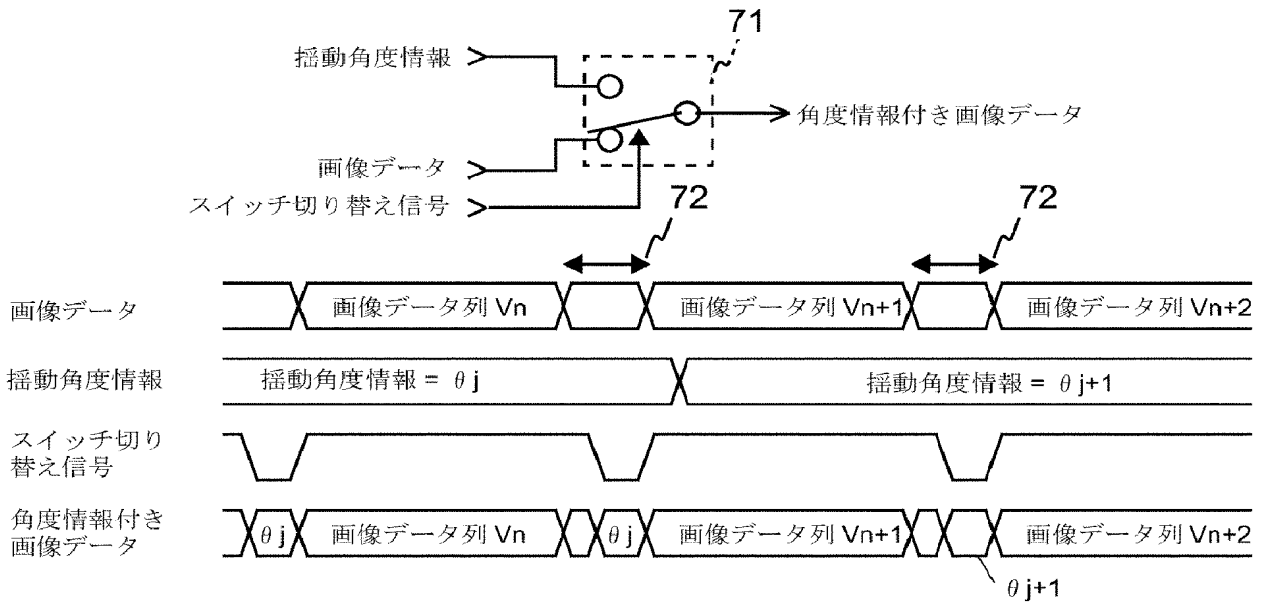
[図4]



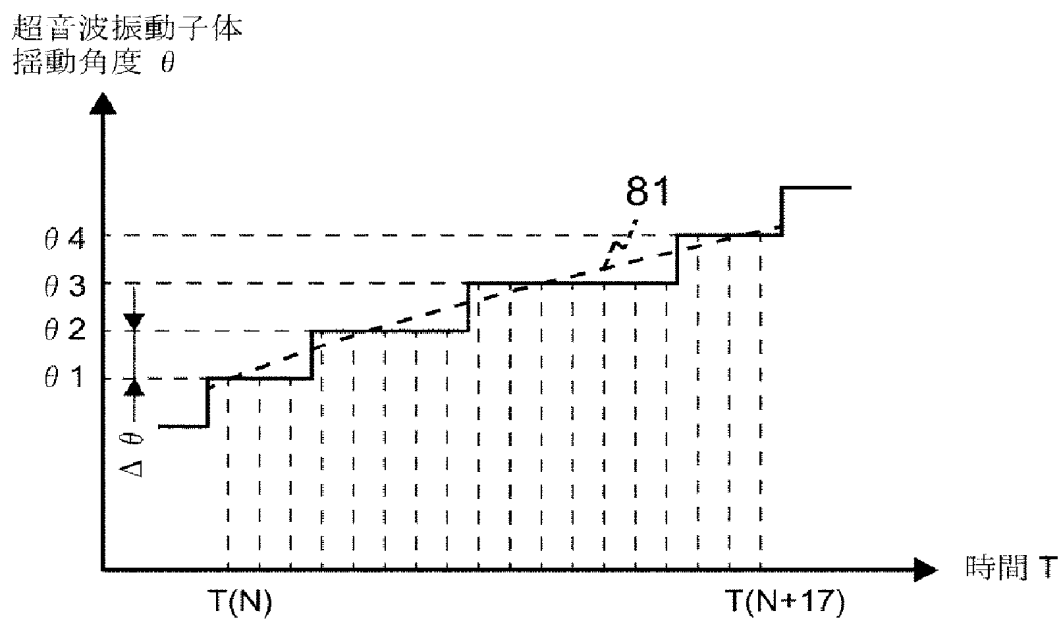
[図5]



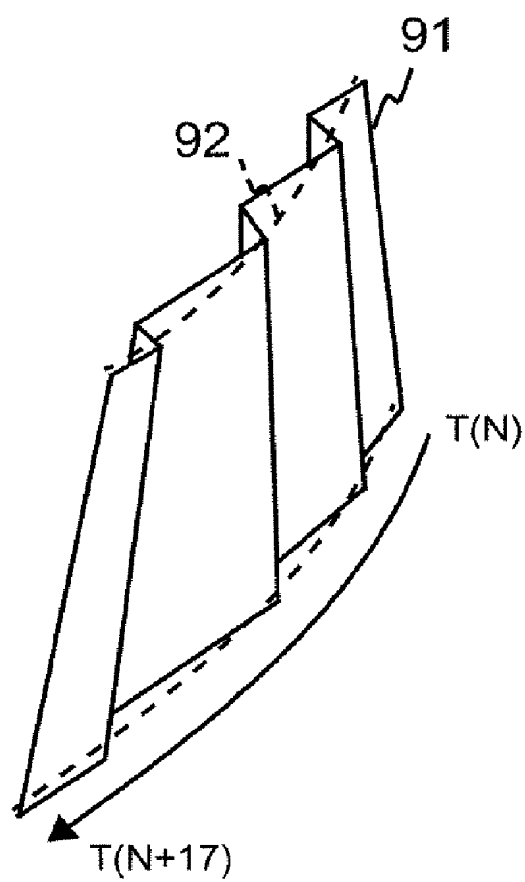
[図6]



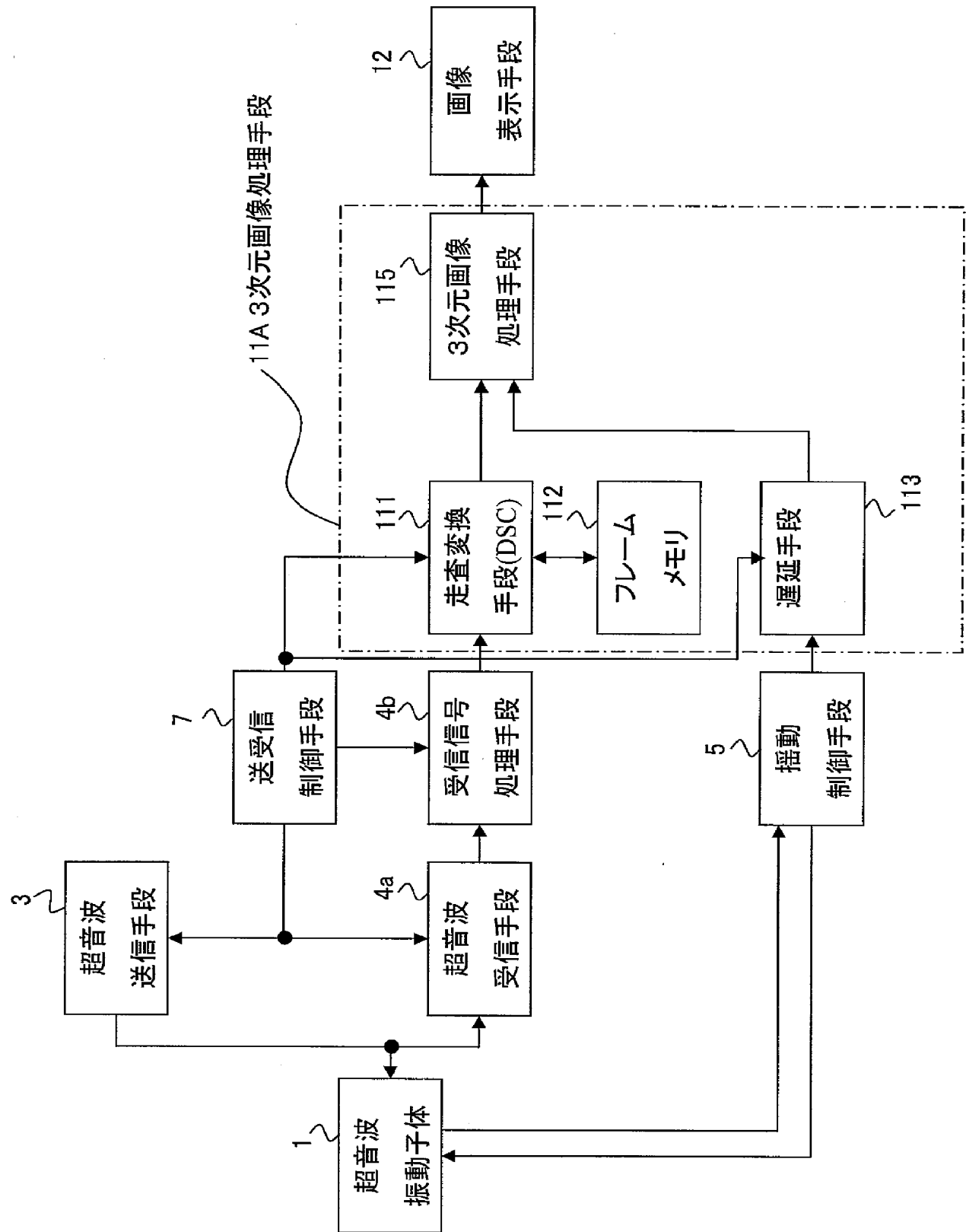
[図7]



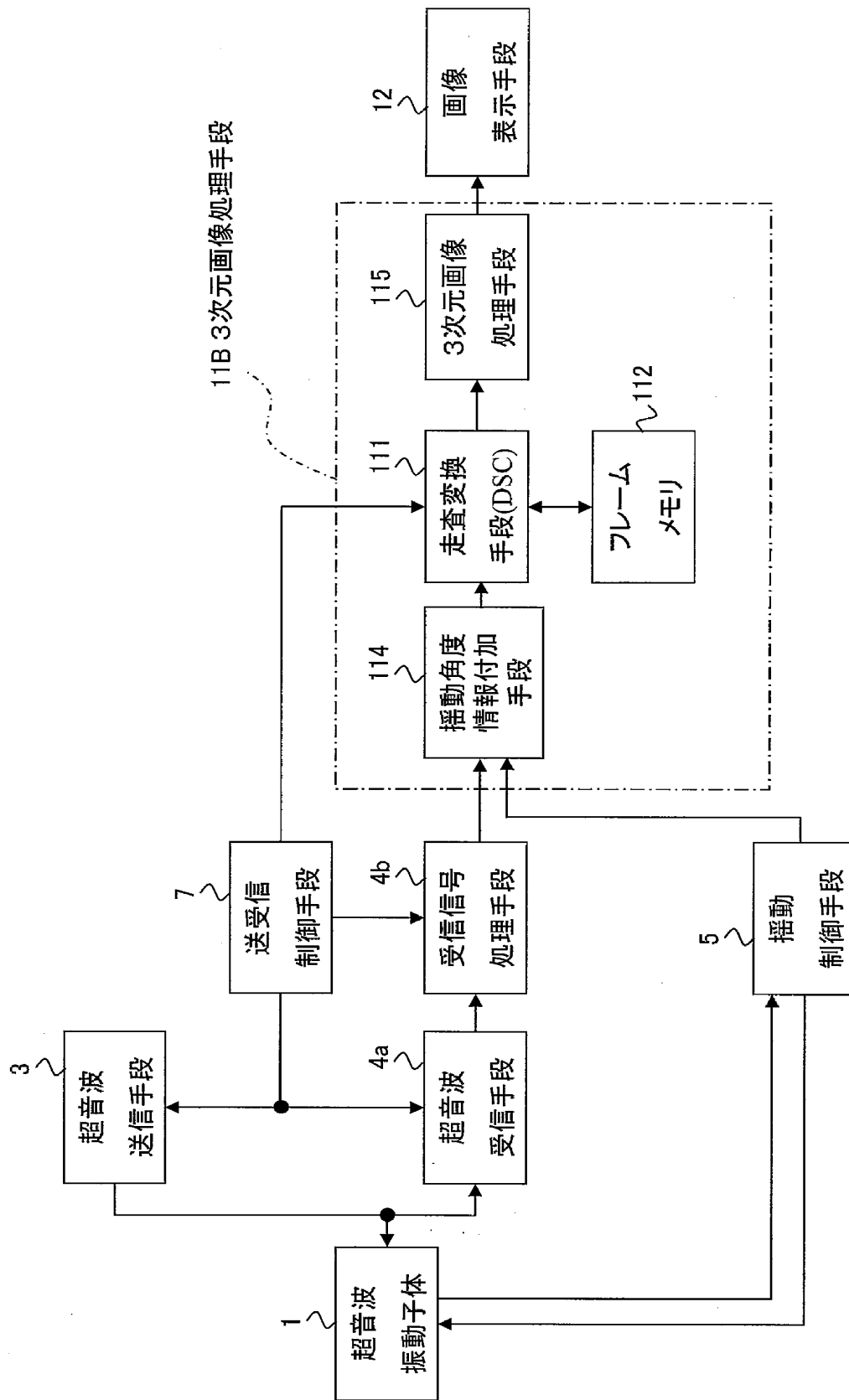
[図8]



[図9]



[図10]

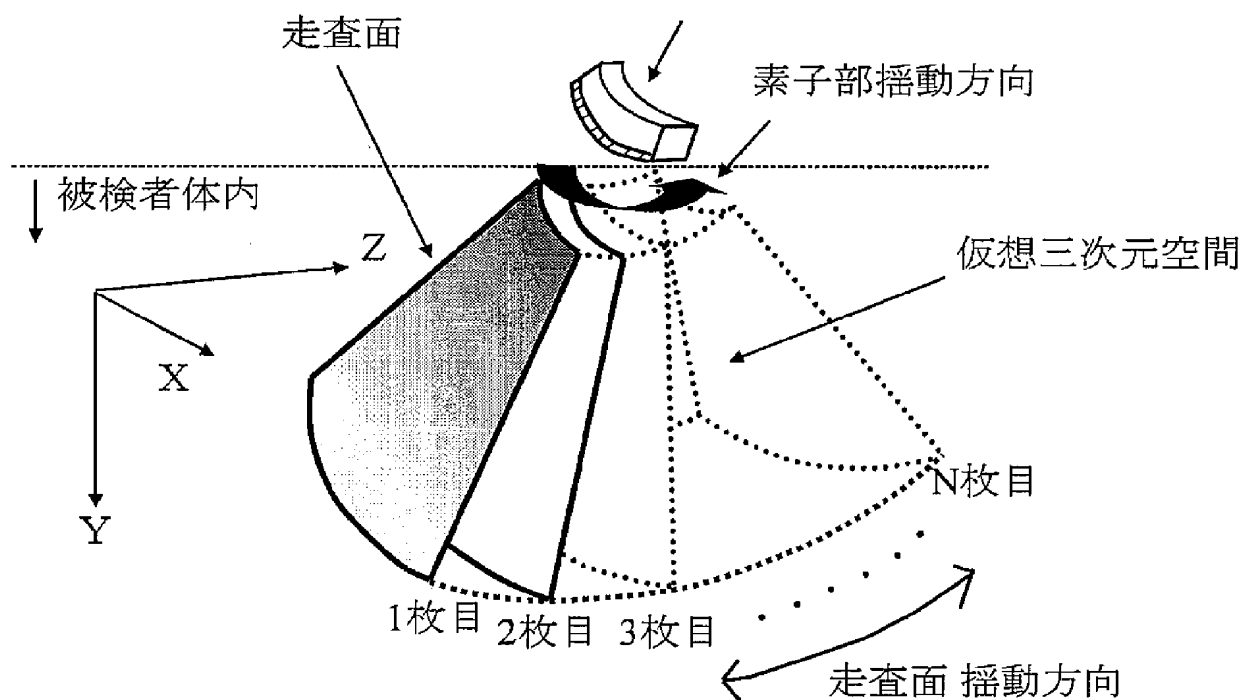
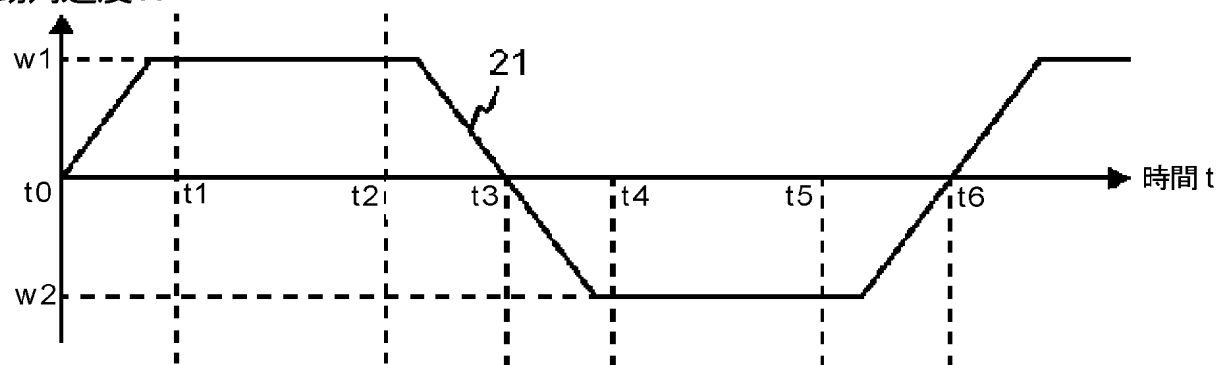


[illegible]

[図12]

従来技術

超音波振動子体 1

[図13A]
超音波振動子体
揺動角速度W

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2005/006941

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int. Cl.⁷ A61B8/00

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int. Cl.⁷ A61B8/00-8/15

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2005
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2005	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2005

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2002-78710 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 19 March, 2002 (19.03.02), Full text; all drawings (Family: none)	1-5
X	JP 3-184532 A (Aloka Co., Ltd.), 12 August, 1991 (12.08.91), Full text; all drawings & EP 0432771 A1 & US 5152294 A	1-5
A	JP 2000-23974 A (Nihon Kohden Corp.), 25 January, 2000 (25.01.00), Full text; all drawings & DE 19933228 A1 & US 6322506 B1	1-5



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

21 April, 2005 (21.04.05)

Date of mailing of the international search report

17 May, 2005 (17.05.05)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl.⁷ A 61 B 8/00

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl.⁷ A 61 B 8/00-8/15

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2005年
日本国実用新案登録公報	1996-2005年
日本国登録実用新案公報	1994-2005年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X	J P 2002-78710 A (松下電器産業株式会社) 2002.03.19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-5
X	J P 3-184532 A (アロカ株式会社) 1991.08.12, 全文, 全図 &EP0432771 A1 &US5152294 A	1-5

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

21.04.2005

国際調査報告の発送日

17.5.2005

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

神谷 直慈

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2W 9310

C (続き) . 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2000-23974 A (日本光電工業株式会社) 2000.01.25, 全文, 全図 &DE19933228 A1 &US6322506 B1	1-5